

X-RAY IMAGE PICK-UP DEVICE

Publication number: JP2000241557

Publication date: 2000-09-08

Inventor: IKEDA MITSUSHI; ATSUTA MASAKI; KONNO AKIRA;
SUZUKI KOHEI

Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- **international:** G01T1/24; H01L27/14; H01L27/146; G01T1/00;
H01L27/14; H01L27/146; (IPC1-7): G01T1/24;
H01L27/14; H01L27/146

- **European:**

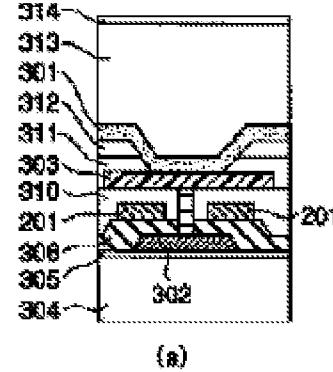
Application number: JP19990045653 19990224

Priority number(s): JP19990045653 19990224

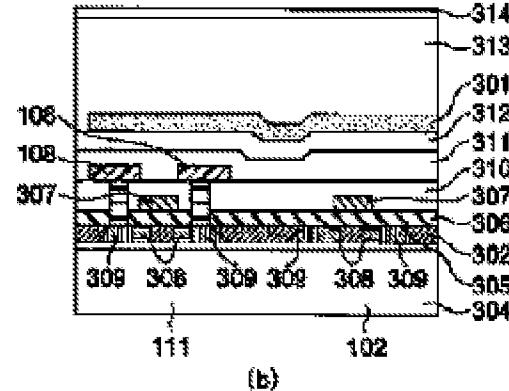
[Report a data error here](#)

Abstract of **JP2000241557**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an X-ray image pick-up device for reducing the increase in the leak current of a protection TFT due to the application of X rays and for improving picture quality in a medical X-ray diagnosis device. **SOLUTION:** An X-ray image pick-up device is provided with an X-ray electric charge conversion film for converting X-rays into an electric charge, a pixel electrode 301 that is provided for each pixel, a pixel capacity for accumulating an electric charge, a signal line 108 that is connected to the pixel capacity, a p-Si TFT 102 for switch that is provided between the pixel capacity and the signal line 108, a scanning line for sending a drive signal to the p-Si TFT 102, and a protection TFT 111 for allowing a surplus electric charge in the pixel capacity to a bias line when the electric charge being accumulated in the pixel capacity becomes a specific amount or more. Also, a material with a larger X-ray absorption coefficient than that of the X-ray electric charge conversion film is used for at least one film between the X-ray electric charge conversion film and the protection TFT 111.



(a)



(b)

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-241557

(P2000-241557A)

(43)公開日 平成12年9月8日(2000.9.8)

(51)Int.Cl.⁷

G 0 1 T 1/24

H 0 1 L 27/146

27/14

識別記号

F I

テ-マコト⁷(参考)

C 0 1 T 1/24

2 G 0 8 8

H 0 1 L 27/14

E 4 M 1 1 8

K

審査請求 未請求 請求項の数4 O.L (全 8 頁)

(21)出願番号

特願平11-45653

(22)出願日

平成11年2月24日(1999.2.24)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 池田 光志

神奈川県横浜市磯子区新磯子町33番地 株式会社東芝生産技術研究所内

(72)発明者 熊田 昌己

神奈川県横浜市磯子区新磯子町33番地 株式会社東芝生産技術研究所内

(74)代理人 100083161

弁理士 外川 英明

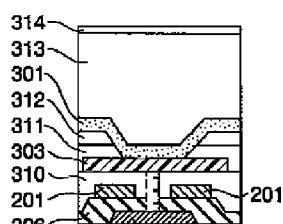
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 X線撮像装置

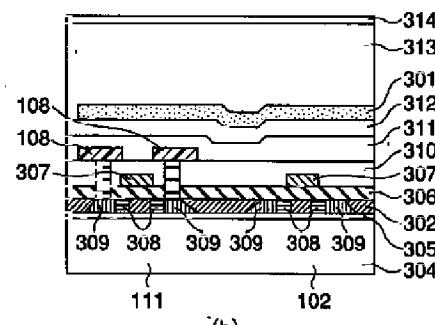
(57)【要約】

【課題】 医用X線診断装置において、X線の照射による保護用TFTのリーク電流の増加を軽減させ、画質を改善したX線撮像装置を提供する。

【解決手段】 X線を電荷に変換するX線電荷変換膜103と、画素101毎に設けられた画素電極301と、電荷を蓄積する画素容量104と、画素容量104と接続された信号線108と、画素容量104と信号線108との間に設けられたスイッチ用のp-Si TFT102と、p-Si TFT102に駆動信号を送る走査線107と、画素容量104に蓄積された電荷が所定量以上になった時に画素容量104内の過剰電荷をバイアス線112に流す保護用TFT111を具備し、X線電荷変換膜103と保護用TFT111との間の少なくとも1つの膜に、X線電荷変換膜103のX線吸収係数よりX線吸収係数が大きい材料を用いた事を特徴とするX線撮像装置。



(a)



(b)

【特許請求の範囲】

【請求項1】入射したX線を電荷に変換するX線電荷変換膜と、前記X線電荷変換膜に接し画素毎に設けられた画素電極と、前記画素電極と接続された信号線と、前記画素電極と前記信号線との間に設けられたスイッチング素子と、前記スイッチング素子に駆動信号を送る走査線と、前記画素電極に蓄積された電荷が所定量以上になった時に前記画素電極内の過剰電荷をバイアス線に流す保護用素子とを具備し、前記X線電荷変換膜と前記保護用素子との間の少なくとも1つの膜に、前記X線電荷変換膜のX線吸収係数よりX線吸収係数が大きい材料を用いた事を特徴とするX線撮像装置。

【請求項2】前記X線電荷変換膜と前記保護用素子との間に設けられた前記膜として、Mo、W、Ta、Zr、Ti、Hf、Th、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Scからなる群から選択される金属、または前記群から選択される2以上の金属を含む合金、またはAlにZr、Ti、Ta、Hf、Th、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Scのうち少なくとも1つの金属を含有する合金、またはCuにZr、Ti、Ta、Hf、Th、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Scのうち少なくとも1つの金属を含有する合金を含む材料を用いた事を特徴とする請求項1記載のX線撮像装置。

【請求項3】前記画素電極が前記X線電荷変換膜と前記保護用素子との間に設けられ、前記画素電極のX線吸収係数が前記X線電荷変換膜のX線吸収係数より大きいことを特徴とする、請求項1記載のX線撮像装置。

【請求項4】前記信号線または前記バイアス線が前記X線電荷変換膜と前記保護用素子との間に設けられ、前記信号線または前記バイアス線のX線吸収係数が前記X線電荷変換膜のX線吸収係数より大きいことを特徴とする請求項1記載のX線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医用X線診断装置のX線撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医療分野においては、治療を迅速かつ的確に行う為に、患者の医療データをデータベース化する方向へと進んでいる。患者は複数の医療機関を利用する事が一般的であり、この様な場合、他の医療機関のデータが無いと的確な治療行為が行えない可能性がある為である。一例としては、薬剤の問題があり、これは、他の医療機関で投与された薬剤を考慮した上で、適切な薬剤を投与し治療を行う事が必要となる。

【0003】X線撮影の画像データについてもデータベース化の要求があり、それに伴って、X線撮影画像のデジタル化が望まれている。医用X線診断装置では、従来銀塗フィルムを使用して撮影してきたが、これをディ

ジタル化する為には、撮影したフィルムを現像した後再度スキャナなどで走査する必要があり、手間と時間がかかっていた。最近は、1インチ程度のCCDカメラを使用し、直接画像をデジタル化する方式が実現されているが、例えば肺の撮影をする場合、40cm×40cm程度の領域を撮影する為、光を集光する光学装置が必要であり、装置の大型化が問題になっている。

【0004】これら2方式の問題を解決する方式としてアモルファシリコン薄膜トランジスタ(a-Si TFT)を用いた間接変換方式のX線平面検出器が提案されている(例えばUS4,689,487)。

【0005】図6にこのX線平面検出器の構成を示し、以下で動作の説明をする。このX線平面検出器は、入射したX線を蛍光体等で可視光線に変換し、変換した光を各画素の光電変換膜で電荷に変えるという間接変換方式のX線平面検出器である。図6において、画素e_{1,1}は、a-Si TFT601、光電変換膜602及び画素容量(以下Cstとする)603で構成され、各画素e_{i,j}は、縦横の各辺に数百個から数千個並んだアレイ状(以下TFTアレイと呼ぶ)になっている。光電変換膜602には、電源604によって負のバイアス電圧が印加される。a-Si TFT601は、信号線605と走査線606に接続しており、走査線駆動回路607によってオン/オフが制御される。信号線605の終端は、信号線制御回路608により制御された切り替えスイッチ609を通して信号検出用の増幅器610に接続している。

【0006】X線が入射すると、X線を照射された蛍光体が蛍光を発し、その蛍光は光電変換膜602で電荷に変換され、Cst603に電荷が蓄積される。走査線駆動回路607で走査線606を駆動し1つの走査線606に接続している1列のa-Si TFT601をオンにすると、蓄積された電荷は信号線605を通じて増幅器610側に転送される。切り替えスイッチ609で、1画素ごとに電荷を増幅器610に入力し、CRT等に表示出来る様な点順次信号に変換する。画素e_{i,j}に入射する光の量によって電荷量が異なり、増幅器610の出力振幅は変化する。

【0007】図6に示す方式は、増幅器610の出力信号をA/D変換する事で、直接デジタル画像にする事が出来る。更に、図中の画素領域は、a-Si TFT601アレイにより、薄型、大画面のものが製作可能である。

【0008】この他に、画素に入射したX線を直接電荷に変換する直接変換方式のX線平面検出器がある。この直接変換方式のX線平面検出器では、前記の間接変換方式のものとは、X線電荷変換膜や光電変換膜に印加するバイアスの大きさとかけ方が異なる。間接変換方式の場合は、光電変換膜のみに数Vの負のバイアスをかける。蛍光が光電変換膜に入ってくると、各画素では光電変換膜と並列に設けられているCstと光電変換膜自身の容量Csiに電荷が貯まる。この場合、Cstにかかる電圧は、最大で光電変換膜にかけているバイアスの数Vである。

【0009】それに対して、直接変換方式では、X線電荷変換膜とCstが直列につながっており、それらに対し数kVの高バイアスを印加する。その為、画素にX線が入射するとX線電荷変換膜で発生した電荷がCstに蓄積される。しかし、入射するX線量が過大な場合は、Cstに蓄積される電荷が増大し、最大10kV程度の電圧がCstにかかり、画素のスイッチとして設けているTFTやCstの絶縁膜を破壊してしまう恐れがある。その為、直接変換方式では、Cstに過大な電圧がかからない様な対策が必要である。

【0010】従来の技術では、X線電荷変換膜の上層に更に誘電層(絶縁層)を設ける事により、誘電層によるコンデンサ、X線電荷変換膜によるコンデンサ、及びCstを直列に3つ並べ、X線電荷変換膜で生成された電荷が分散されて蓄積される様にして、TFTの絶縁破壊を防いでいる。この場合には、1画像を得た後、新たな画像を形成する為には上層の誘電層に蓄積された電荷を規定レベルまで放電する必要がある。この方式では、放電に時間を要する為画像のサンプリングに時間がかかり、動画に対応できない。

【0011】これに対し、各画素に保護用非線型素子として保護用TFTを設け、画素に過大にX線が入ってきた場合は、必要な分だけ発生した電荷をCstに蓄積し、残りの電荷はこの保護用TFTを通して画素外へ放出する様にしてTFTの絶縁破壊を防ぐ事も出来る。

【0012】人体を一度の測定で高い解像度で撮影する為には画素を小さくし解像度を高くする事が好ましいが、これに伴い1画素当たりのアドレス時間が短くなる為、TFTの駆動能力を高くする事が必要である。この為にはポリシリコン(p-Si)等の移動度の高い半導体を用いる事が好ましい。TFTをp-Siで形成すると、TFTを小さくする事が出来るので、画素の有効エリアが拡大し、また、周辺回路も同じガラス基板上で作成できる為、周辺回路を含めた製造コストが安くなる、というメリットも出てくる。

【0013】しかし、p-Siはa-Siに比べてバンドギャップが小さい為に真性キャリア濃度が高く、リーク電流を小さくする事が出来ない。特に保護用TFTにはバイアス電圧をかける為に、リーク電流が大きくなる。リーク電流は信号誤差となる為、弱い信号を検出しダイナミックレンジを大きく取ることや、弱いX線強度で撮影し人体に対する影響を軽減する事が出来ない。この為にソース・ドレイン電極部にp-n接合を設けてリーク電流を制限する事が必要である。p-Siでは粒界部でp-n障壁が良好に形成されない為にリーク電流を抑制出来ず、LDDを形成する事が必要な場合も多い。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】X線が半導体に照射された場合には欠陥が発生し、生成再結合電流、つまりリーク電流が容易に増加する。特にp-n接合部に照射した

場合、p-n接合の整流作用の劣化により、リーク電流が増加してしまうという課題があった。また、チャネル部にX線が照射されp-Si中に欠陥が発生した場合にもホッピング電導やトンネリングが増加し、またVthがシフトする為にリーク電流が増加するという問題が発生する。元々欠陥が多い為欠陥增加の影響が小さく、且つバンドギャップが大きいのでリーク電流が少ないa-Siと異なり、結晶性が良くX線による欠陥形成に弱いp-Si TFTにおいてX線照射による欠陥生成が特に大きな課題となっている。

【0015】

【課題を解決するための手段】そこで本発明は、医用X線診断装置において、入射したX線を電荷に変換するX線電荷変換膜と、X線電荷変換膜上で画素毎に設けられた画素電極と、X線電荷変換膜により変換された電荷を蓄積し画素電極に接続された画素容量と、画素容量と接続された信号線と、画素容量と信号線との間に設けられたスイッチング素子と、スイッチング素子に駆動信号を送る走査線と、画素容量に蓄積された電荷が所定量以上になった時に画素容量内の過剰電荷をバイアス線に流す保護用素子とを具備し、X線電荷変換膜と保護用素子との間の少なくとも1つの膜に、X線電荷変換膜のX線吸収係数よりX線吸収係数が大きい材料を用いた事を特徴とするX線撮像装置を提供する事を目的とする。

【0016】X線電荷変換膜と保護用素子との間に設けられた膜はMo、W、Ta、Zr、Ti、Hf、Th、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Scからなる群から選択される金属、または群から選択される2以上の金属を含む合金、またはAlにZr、Ti、Ta、Hf、Th、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Scのうち少なくとも1つ選択される金属を含有する合金、またはCuにZr、Ti、Ta、Hf、Th、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Scのうち少なくとも1つ選択される金属を含有する合金を含む材料を用いても良い。

【0017】画素電極や、信号線、バイアス線や、絶縁膜が、X線電荷変換膜と保護用素子との間に設けられ、それらのX線吸収係数がX線電荷変換膜のX線吸収係数より大きくて良い。

【0018】

【発明の実施の形態】以下に、本発明の実施例を詳細に説明するが、本発明はこれらの実施例に限定されるものではない。本発明の一実施形態について説明する。この実施形態の画素構成を図1に示す。即ち、本実施例においても各画素は図6と同様に接続されている。

【0019】本実施例の直接変換方式のX線検出器の画素101は、図1に示す通り、スイッチング素子として用いられるp-Si TFT102、X線電荷変換膜103、及びCst104で構成され、画素101は、基板上にアレイ状に設置されている。Cst104は、Cstバイアス105に接続してい

る。X線電荷変換膜103には、高圧電源106によって正のバイアス電圧が印加される。p-Si TFT102は、ゲート電極が走査線107に、ドレイン電極が信号線108に接続しており、走査線駆動回路109によってオン／オフが制御される。信号線108の終端は、信号検出用の増幅器110に接続している。保護用TFT111はバイアス線112通り電源113によりバイアスされている。バイアス線112にはバイアス電圧が約5～約30V、通常約15V供給され、この保護用TFT111は、このバイアス電圧以上の電荷をバイアス線112より逃がしている。

【0020】X線の入射によってX線電荷変換膜103で生成された電荷がCst104に貯まり、p-Si TFT102の絶縁破壊が起きない範囲のある一定の電圧になると、電荷が保護用TFT111から画素101外に流出していき、p-Si TFT102とCst104に高電圧がかからない様にする。

【0021】この時の電荷の流出経路がダイオード用のバイアス線112で、電源113によりバイアス線112の電位を設定し、保護用TFT111からの電荷流出開始の電圧を変える事が出来る。Cst104に貯まった電荷は、走査線107を走査することにより、その走査線107上の画素101のそれぞれのp-Si TFT102をオンにして、信号線108より読み出す。読み出された電荷は増幅器110に転送され増幅される。

【0022】図2は画素平面図、図3(a)は図2のa-a間の断面図、図3(b)は図2のb-b間の断面図である。画素101はp-Si TFT102、保護用TFT111、Cst104、信号線108、走査線107、バイアス線112から構成されている。図2では図3における画素電極301より上の層を省略している。

【0023】Cst104はp-Si302と、それに対向するCst線201、p-Si302に接続されるCst上部電極303により形成されている。次に図3(a)、(b)の断面図で構成を説明する。ガラス基板304上にアンダーコート膜305として、SiNxとSiO2の2層を、それぞれ約50nm、約100nmの膜厚で形成する。さらにa-Siを約50nmの膜厚で形成する。次にエキシマレーザアニールによりa-Siを多結晶化してp-Si302を形成し、次にレジストをマスクとしてVth制御用のホウ素またはリンを注入、またはプラズマドープする。SiO2をゲート絶縁膜306として成膜し、Cst線201、続いてゲート電極307、走査線107と、バイアス線112をMo、W、MoW等のX線吸収係数の大きな材料を用いて形成する。厚さは約100～約500nmで良い。次に、MoW層又はレジストをマスクとしてLDD用のn-領域308を形成する。更に、ソース・ドレイン電極部のみを開口したレジスト等をマスクとしてリンを 10^{19}cm^{-3} ドープしてn+領域309を形成する。層間絶縁膜310のSiO₂層を約300nmの膜厚で形成し、コンタクトホールを開口する。次に、Cst上部電極303と、画素101周辺の取り出し電極を形成した後に信号線108を形成する。これらの配線は、X線吸収係数の大きいMo、W、MoW、MoTa、Ta

等を用いる。厚さは約100～約500nmで良い。この上にパシベーション膜311としてSiNxを約200nmの膜厚で形成し、Cst上部電極303及び周辺電極コンタクト部に開口を形成する。この上に感光性ベンゾシクロブテン(BCB)、感光性アクリル系樹脂、感光性ポリイミド等の保護絶縁膜312を約2～約5μm形成し、Cst上部電極303、周辺コンタクト部に開口を形成した後に画素電極301を形成する。画素電極301はX線の吸収係数が大きいIn203・SnO2の混合膜や、Ti、Zr、Ta、Hf膜を用いる。厚さは約50nm～約2μmが好ましいが、プロセスとの整合性より約100～約500nmがより好ましい。この上にSe感光体313を約5～約10μm形成し、その上に上部共通電極314を形成する。

【0024】図4に、上記の方法でX線を遮蔽した場合の、p-Si TFT102の負バイアスでの保護用TFT111の動作100時間後のリーク電流41と、従来使用されてきたAlを用いた場合のリーク電流42を示す。ゲート電極に電圧をかけないVgが0Vの時に、本発明の遮蔽膜を用いた場合にはAl膜を用いた従来例の場合に比べて、保護用TFT111のリーク電流は1桁程度減少した。

【0025】次に、本発明の他の実施形態について説明する。本実施形態は、画素101に蓄積された電荷を電圧に変換して出力を行う、直接変換方式のX線検出器である。この実施形態の画素構成を図5に示す。本実施例においても、各画素101は図6と同様に接続されている。

【0026】図5の画素101は、TFT501～TFT506と、リセット用TFT507、X線電荷変換膜103、及びCst104で構成され、画素101は基板上にアレイ状に設置されている。X線電荷変換膜103には、高圧電源106によって正のバイアス電圧が印加される。バイアス用のTFT501は、ゲート電極、ソース電極が各々バイアス線509とバイアス線510とに接続され、ゲート、ソース間電圧を一定に固定している。TFT501のドレイン電極は、信号線108に接続し、信号線108の終端は、信号検出用の増幅器110に接続している。出力用のTFT502は、ゲート電極がCst104と、ドレイン電極が信号線108と、そしてソース電極が選択用のTFT503のドレイン電極に接続している。また、TFT503のゲート電極は走査線107に接続され、ソース電極はバイアス線511に接続され、バイアス電圧が供給されている。走査線107の終端は走査線駆動回路109に接続されている。リセット用TFT507は、ソース電極、ドレイン電極がCst104、ゲート電極がスイッチ回路508に接続している。

【0027】走査線駆動回路109によってTFT503をオンする時にCst104に電荷が蓄積されていると、TFT502もオンしており、バイアス線511の電圧が信号線108に印加される。即ち、Cst104に蓄積された電荷が電圧に変換され、出力される。出力後、スイッチ回路508によりリセット用TFT507をオンし、Cst104に残っている電荷を放出して、電位をリセットする。

【0028】保護用回路はTFT504～TFT506よりなり、電荷流出用のTFT504のゲート電極はCst104に、ドレイン電極はバイアス用のTFT505のドレイン電極に接続され、ソース電極にはバイアス線512よりバイアス電圧を印加している。TFT505のゲート電極とソース電極は各々、バイアス線513、バイアス線514に接続されており、ゲート、ソース間電圧を一定に固定している。保護用のTFT506のソース電極はCst104に、ゲート電極はTFT504のドレイン電極とTFT505のドレイン電極の間に接続されている。

【0029】Cst104に電荷が貯まり所定の電圧以上に上昇すると、TFT504がオンし、それによりTFT506もオンする為電荷が流出し、Cst104等に高電圧がかからない。バイアス線513とバイアス線514にかけるバイアス電圧を調整することにより、TFT506から電荷が流出し始めるCst104の電位を決めることが出来る。

【0030】本実施形態において、これらのTFTより上の層にX線吸収係数の大きい材料を用いることによっても、先の実施形態と同様な結果を得ることが出来た。本実施形態のように多数のTFTを用いる場合は、相乗効果により、X線照射によるリーク電流の影響が大きくなるので、TFTより上の層にX線吸収係数の大きい材料を用いることは特に有効となる。

【0031】X線照射による劣化防止の為には、例えば、図3において、p-Si TFT102上のゲート電極307、層間絶縁膜310、画素電極301等に、X線吸収係数がCu K α 線におけるSeのX線吸収係数 399cm^{-1} より大きい、X線吸収係数約 400cm^{-1} 以上の材料を用いる事が望ましい。そうすれば、その材料を用いて約 100nm ～約 $2\mu\text{m}$ の程度の膜厚にするとCuK α 線の吸収が数%以上となり、Se等の感光膜通過後のX線によるTFT特性への影響に対し十分有効である。CuK α 線の吸収係数はIn203で 750cm^{-1} 、SnO2で 646cm^{-1} 、透明電極ITOで 739cm^{-1} 、MoWで 2175cm^{-1} 、MoTaで 2044cm^{-1} と十分大きな値を持ち、これらの材料を用いる事は有効である。その他、X線吸収係数が 400cm^{-1} 以上の材料として、Zr、Ti、Ta、Hf、Th、Y、Sc等の金属を用いても良い。ITOではInの組成が約70～約100%と大きい方が効果があり、好ましくは約80～約95%が良い。その他にも、Alに吸収係数の大きいZr、Ti、Ta、Hf等を添加した膜であれば、これらの金属はSeとの反応性が小さい為に特に有効である。また、AlやCu等の低抵抗金属にX線吸収係数の大きいTh、Sm、Gd、Nd、Dy、Pr、Tb、Ce、Pd、Rh、Eu、La、Tm、Er、Yb、Y、Sc等の希土類や貴金属類を添加したものも良好であり、走査線107、信号線108、Cst線201、バイアス線112等の配線に用いても良い。X線としてはCu K α 線を用いたが、他のエネルギーのX線、例えば約10～約100keV程度のエネルギーのX線を用いた場合、X線の吸収係数等に多少の変化が生じるが、基本的には同様の効果が得られる。

【0032】本実施例では、保護用TFT111を画素101の下に設けているが、これを画素101間に配置した場合には、絶縁破壊の問題が発生し、また画素電極301によるX線遮蔽が無い為に照射劣化の問題が大きくなるので、保護用TFT111を画素電極301の下に配置する事はより好ましい。

【0033】直接変換方式では、Se感光体313の上の上部共通電極314に約5～約10kV程度の高電圧を印加する。画素電極301下に保護用TFT111を設けない場合は、この高電圧はSe感光体313による容量、保護絶縁膜312による容量、層間絶縁膜310による容量で分圧され、保護用TFT111のゲート電極307と、バイアス線112つまりドレイン電極の間には、130V程度の高電圧が印加される。よって、保護用TFT111の降伏電圧の変動が発生し、特性を劣化させる可能性がある。さらにSe感光体313の抵抗がX線により低下した時は、高電圧の大部分が保護用TFT111のゲート電極307に印加される為に、ゲート電極307とドレイン電極との間に過電圧が印加され、ゲート絶縁膜306の絶縁破壊を引き起こす可能性もある。これに対し、保護用TFT111を画素電極301の下に形成した場合には、画素電極301により保護用TFT111が静電シールドされる為に高電圧が印加されない。

【0034】保護絶縁膜312としては、無機絶縁膜として、SiNx、SiO₂、また有機絶縁膜として、ポリイミド類（比誘電率 $\varepsilon=3.3$ 、耐圧300V/mm）、BCB（ $\varepsilon=2.7$ 、耐圧400V/mm）、JSR(株)製アクリル系感光樹脂HRC（ $\varepsilon=3.2$ ）、黒レジスト等を用いれば良く、これらを必要に応じて積層しても良い。フッ素系樹脂も、比誘電率が2.1と小さい為に有効である。これらの保護絶縁膜312の形成においてはパターニングの容易な感光性の材料を用いても良い。保護用TFT111を画素電極301下に形成する場合には、保護絶縁膜312は、約2～約10μmの膜厚が好ましい。画素電位による保護用TFT111への影響をなくすには、保護用TFT111への印加電圧が画素電位（約10V）の10分の1程度にする事が好ましく、この為には保護絶縁膜312として、有機樹脂を用いる場合には約2μm以上、更には約4μm以上約15μm以下の膜厚である事が好ましい。画素電極301外に保護用TFT111を設置する場合には保護絶縁膜312は約10～約15μm程度の膜厚である事が望ましい。また、p-Si TFT102の構造として、ゲート下置きとする場合には、画素電極301等でX線を遮蔽すれば良い。

【0035】X線電荷変換膜103としては、a-Se、a-Si、a-Te、PbI₂、HgI₂を用いる事も出来る。また、本発明は特に、保護ダイオードに有効であるが、スイッチング用TFTのリーク電流を小さく保つ為にも有効である。

【0036】

【発明の効果】以上のように、本発明のX線撮像装置用遮蔽膜によれば、画素電位の誤差発生を減少でき、ノイズに対して強くなる為に、画質を改善できる。また、こ

れにより弱い信号を検出できる様になり、弱いX線照射により撮像できるので、人体に対し、より安全な状態で使用する事が出来る。さらに、X線照射によるp-Si TFTの劣化を防ぎ、撮像装置の寿命を長くすることも出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明のX線撮像装置の回路図

【図2】 本発明のX線撮像装置の平面図

【図3】 (a) 図2 のa-a' 間の断面図、(b) 図2 のb-b' 間の断面図

【図4】 本発明に用いた保護ダイオードの特性図

【図5】 他の実施形態の回路図

【図6】 従来のX線撮像装置の回路図

【符号の説明】

101 画素
102 p-Si TFT
103 X線電荷変換膜
104,603 Cst
105 Cst バイアス
106 高圧電源
107,606 走査線
108,605 信号線

109,607 走査線駆動回路

110,610 増幅器

111 保護用TFT

112,509,510,511,512,513,514 バイアス線

113,604 電源

201 Cst 線

301 画素電極

302 p-Si

303 Cst 上部電極

306 ゲート絶縁膜

307 ゲート電極

310 層間絶縁膜

312 保護絶縁膜

313 Se感光体

314 上部共通電極

501,502,503,504,505,506,507 TFT

508 スイッチ回路

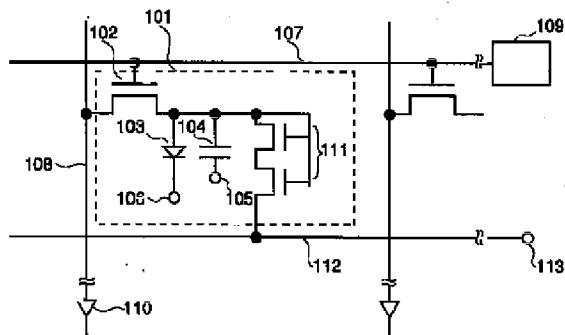
601 a-Si TFT

602 光電変換膜

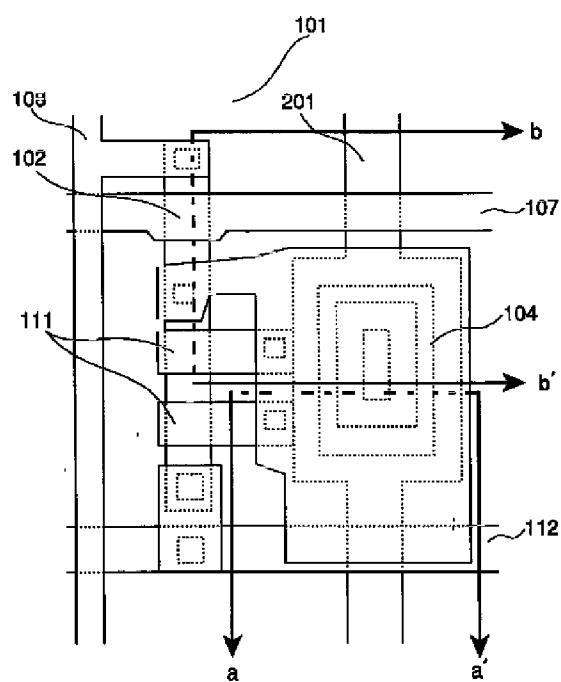
608 信号線制御回路

609 切り替えスイッチ

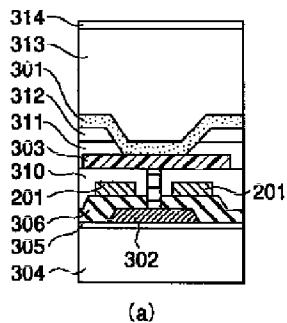
【図1】



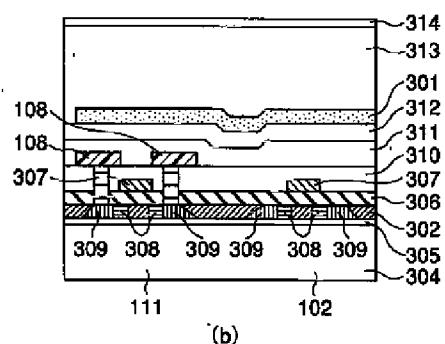
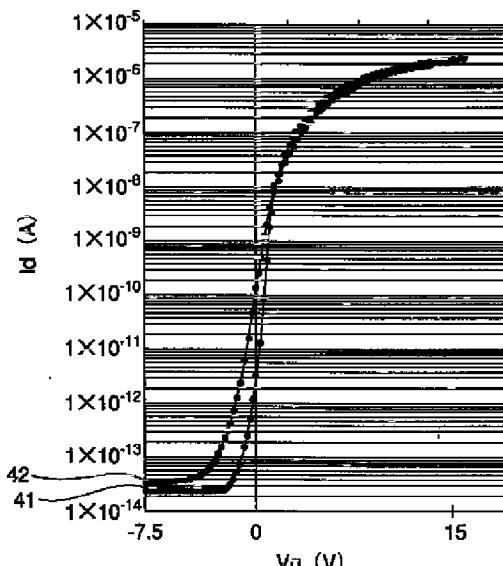
【図2】



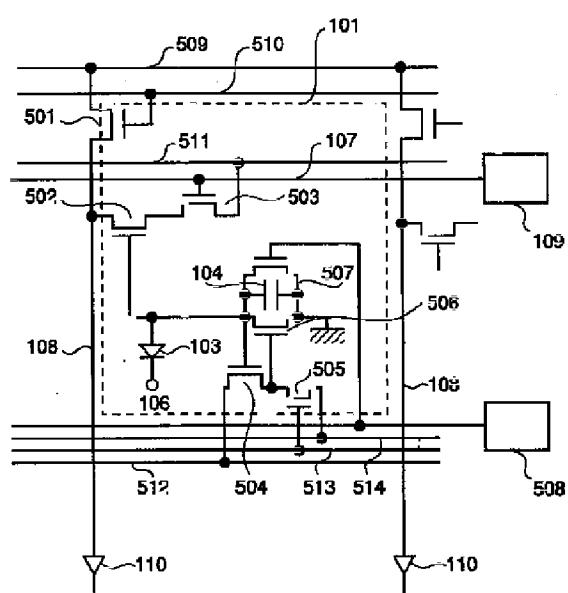
【図3】



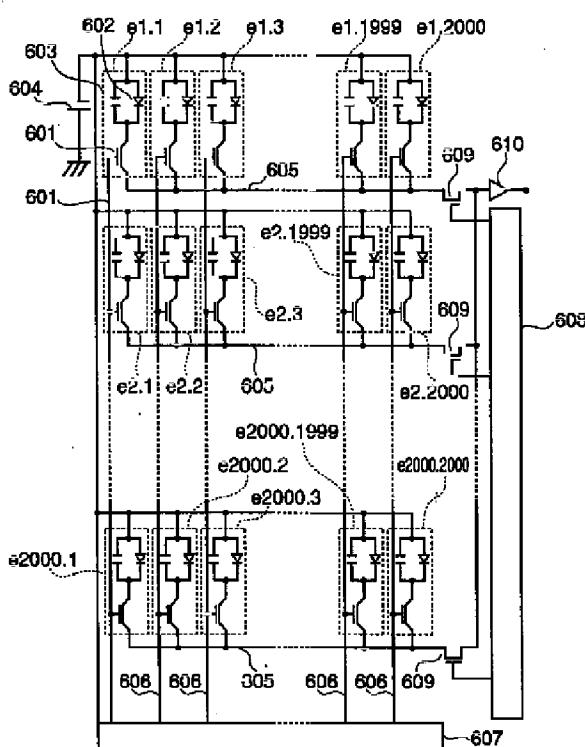
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 金野 晃 F ターム(参考) 2G088 EE03 FF02 GG21 JJ05 JJ40
神奈川県横浜市磯子区新磯子町33番地 株 KK40
式会社東芝生産技術研究所内 4M118 AA05 AA08 AB01 BA05 BA14
(72)発明者 鈴木 公平 CA02 CA32 CB05 CB06 CB14
神奈川県横浜市磯子区新磯子町33番地 株 FB09 FB13 FB16 GA10 GB11
式会社東芝生産技術研究所内